

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-332842

(43)Date of publication of application : 07.12.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/0428

(21)Application number : 10-145271

(71)Applicant : ALOKA CO LTD

(22)Date of filing : 27.05.1998

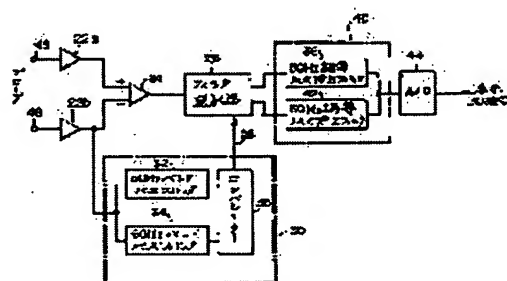
(72)Inventor : NODA KATAKAZU

(54) BIOSIGNAL PROCESSING CIRCUIT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To resolve such trouble wherein in a biosignal observing apparatus, in order to remove hum noises induced from a commercial power source, a noise removing filter for 50 Hz or 60 Hz has been used by switching manually a filter switching switch but there exists a fear that an operator may forget to switch in switching manually a switch and in case of forgetting, the biosignal is detected incorrectly.

SOLUTION: Hum noises are extracted by passing a biosignal through two band pass filters 32 and 34 of 50 Hz and 60 Hz. By comparing their sizes by means of a comparator 36, frequencies of the hum noises are distinguished. A selecting signal 28 is transferred to a filter selector 26 and hum noises are removed from the biosignal by selecting automatically a noise removing filter corresponding to the frequencies among a plurality of noise removing filter 40.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 28.01.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 08.01.2002

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The biomedical-signal processing circuit characterized by to have two or more noise-rejection filters which remove an induction noise with the power-line-period component which is prepared corresponding to two or more power line periods which change with areas, and is guided from a power source from a biomedical signal, a frequency distinction means distinguish the frequency of the induction noise contained in said biomedical signal, and the control means which the noise-rejection filter corresponding to the distinguished frequency chooses [control means], and operate it in two or more of said noise-rejection filters.

[Claim 2] Said frequency distinction means is a biomedical signal processing circuit according to claim 1 characterized by having the extract section which extracts an induction noise from a biomedical signal, and the distinction section which distinguishes a frequency from said extracted induction noise.

[Claim 3] The biomedical signal processing circuit according to claim 2 characterized by for said extract sections being two or more band pass filters corresponding to each power line period, and said distinction section being the comparator which measures the output of two or more of said band pass filters.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the biomedical signal processing circuit equipped with the filter from which the induction noise mixed especially in a biomedical signal is removed about a biomedical signal processing circuit.

[0002]

[Description of the Prior Art] An electrocardiograph is used for measurement of the action current of a myocardium. Thus, as equipment which observes the biomedical signal of the low frequency emitted from the body, there are a heartbeat measuring device, another pulse wave measuring device, etc.

[0003] Generally the source power supply is arranged in the medical facilities in which the electrocardiograph etc. is installed. As for a source power supply, two kinds of frequencies in which East Japan changes with 50Hz and western part of Japan changes from 60Hz with an area exist. From this source power supply, an induction noise (50Hz or 60Hz) (henceforth a hum noise) occurs.

[0004] The generated hum noise may be guided to the biomedical signal observation equipment represented by said electrocardiograph. Induction is directly performed indirectly through a bed or the body of the subject through an input cable line. Especially a biomedical signal is low frequency, and since it laps with the hum noise of the same low frequency, a hum noise will incorrect-detect a biomedical signal. Then, the hum noise was removed by conventionally preparing a noise rejection filter in the observation equipment of a biomedical signal.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] In this case, generally two kinds of filters for hum noise rejection and the filter circuit changing switch 50Hz and for 60Hz were prepared from a viewpoint of if possible lessening effect on a biomedical signal, and the switch was manually changed according to the source-power-supply frequency with biomedical signal observation equipment.

[0006] However, in the change of the switch by hand control, there is a possibility that those who operate it may forget to change, and when you have forgotten, incorrect detection of a biomedical signal arises. Moreover, since it may be loaded into the diagnostic automobile of a portable type etc. and the change of a switch was needed repeatedly within one day in that case, for those who operate it, the electrocardiograph etc. became complicated and was inconvenience.

[0007] Then, this invention makes automatic selection of the noise rejection filter corresponding to the frequency of a hum noise, and aims at offering the circuit which can remove a hum noise.

[0008]

[Means for Solving the Problem] In order to solve the above-mentioned technical problem, this invention is prepared corresponding to two or more power line periods which change with areas. A frequency distinction means to distinguish two or more noise rejection filters with which an induction noise with the power line period component guided from a power source is removed from a biomedical signal, and the frequency of the induction noise contained in said biomedical signal, and in said two or more noise rejection filters It is characterized by having the control means which the noise rejection filter corresponding to the distinguished frequency is chosen [control means], and operates it.

[0009] Two or more power line periods which change with areas here are frequencies of the source power supply 50Hz and whose western part of Japan East Japan is 60Hz, respectively, for example. The biomedical signal containing a hum noise is first sent to a frequency distinction means, and a power line period is distinguished. Then, the noise rejection filter corresponding to the distinguished frequency is chosen from two or more noise rejection filters by the above-mentioned control means, and the noise of a biomedical signal is removed by the selected noise rejection filter.

[0010] Moreover, said frequency distinction means contains the extract section which extracts an induction noise from a biomedical signal, and the distinction section which distinguishes a frequency from said extracted induction noise desirably.

[0011] Moreover, said extract sections are two or more band pass filters corresponding to each power line period desirably, and said distinction section is the comparator which measures the output of two or more of said band pass filters.

[0012] Here, if the biomedical signal containing a hum noise is sent to a frequency distinction means, a hum noise will be first extracted from a biomedical signal in the extract section. A band pass filter is used for an extract. As for

the extracted hum noise, a frequency distinguished in the distinction section. A hum noise is not extracted in the band pass filter which is not in agreement with a power line period, while being extracted in the band pass filter which is in agreement with a power line period. Therefore, the frequency of a hum noise is distinguished by comparing the size of the output of a band pass filter. And the biomedical signal containing a hum noise is sent to the noise rejection filter of the frequency corresponding to a hum noise by means to choose a noise rejection filter and to operate it based on this distinction result, and can remove a hum noise from a biomedical signal.

[0013] The frequency of the hum noise contained in a biomedical signal is automatically detected by the above actuation, a noise rejection filter is chosen based on it, and the hum noise of a biomedical signal can be removed correctly, without changing a switch with hand control.

[0014]

[Embodiment of the Invention] According to a drawing, the gestalt of operation of this invention is explained below.

[0015] Drawing 1 is the schematic diagram showing the condition that the hum noise is guided in an electrocardiograph 25. An electrocardiograph 25 consists of the input section 15 and a body 20. The probe 3 attached in the body in order to detect the action current of a myocardium, and an end are connected to a body 20, and the input section 15 consists of a cable 5 with which the probe 3 has already been attached at the tip of an end. A body 20 consists of the processing section 16, the display-processing section 17, and an electrocardiogram display 18.

[0016] The subject 1 is examined in the condition of having lain on the bed 2. A probe 3 is attached in one hand of the subject, and one ankle, respectively, and the biomedical signal detected by the probe 3 is sent to a body 20 through a cable 5. The biomedical signal carried out in processing of here predetermined with the processing section 16 is sent to the display-processing section 17. The contents of processing of the processing section 16 are described later. Data processing etc. is performed so that the display-processing section 17 can display a biomedical signal as an electrocardio wave, and the electrocardiogram display 18 displays a biomedical signal as an electrocardio wave.

[0017] A hum noise is guided to the input section 15 of an electrocardiograph in various forms. For example, there are the hum noise 10 guided through the body of the subject 1, a hum noise 12 guided through a bed 2, and a hum noise 14 by which the direct lead is carried out to a cable 5. In order that especially the body may play the role of an antenna, in electrocardio signal measurement, a hum noise is easy to be guided from the body. The role of the processing section 16 removes these hum noises contained in a biomedical signal.

[0018] Drawing 2 shows an example of the circuit of the processing section 16 which is the gestalt of operation of this invention. It consists of two buffer amplifier 22, the differential amplifier 24, the filter selector 26, the frequency distinction section 30, the noise rejection filter section 40, and A/D converter 44 in this example.

[0019] The left end of drawing 2 is the input terminal 46 of a biomedical signal, and it has connected with a cable 5. In electrocardiogram measurement of this operation gestalt, in order to detect the difference of the biomedical signal from a wrist and an ankle, a biomedical signal will be led from two cables 5, respectively. This invention can be applied even when the biomedical signal inputted, of course is two or more. The biomedical signal from an input terminal 46 is sent to the buffer amplifier 22a and 22b, respectively. Here, there is a duty of both the buffer amplifier 22 in order to change a source impedance. a living body — high — since an impedance, in order to observe the signal from a living body, reception (input terminal 46) must also be a high input impedance. On the other hand, when amplifying a signal with the differential amplifier 24, since a source impedance must be low impedance, it has been changed into low impedance with the buffer amplifier 22a and 22b. The biomedical signal which passed both the buffer amplifier 22 is sent to the differential amplifier 24, and the amplified biomedical signal equivalent to the difference which is the output is sent to the filter selector 26. Although stated in detail later, the filter selector 26 chooses a noise rejection filter based on a selection signal 28, and, thereby, a biomedical signal is sent to the noise rejection filter which is in agreement with a source-power-supply frequency. After the biomedical signal by which noise rejection was carried out with the noise rejection filter continues and transform processing is carried out to a digital signal with A/D converter 44, it is sent to the display-processing section.

[0020] On the other hand, the biomedical signal which passed buffer amplifier 22b is taken out independently, and is sent also to the frequency distinction section 30. This is for distinguishing the frequency of a hum noise.

[0021] The frequency distinction section 30 consists of the 50Hz band pass filter 32, a 60Hz band pass filter 34, and a comparator 36 in this operation gestalt. Band pass filters 32 and 34 are filters which have the property to pass only a certain constant frequency band. This filter can extract a hum noise. For example, when the 50Hz hum noise is contained in the biomedical signal, a hum noise passes only the 50Hz band pass filter 32. When the 60Hz hum noise is contained in the biomedical signal on the contrary, a hum noise will pass only the 60Hz band pass filter 34.

[0022] Therefore, since the direction of the signal which passed the band pass filter of the frequency which is in agreement with a power line period always contains many hum noises, a big value will be shown compared with the signal which passed the band pass filter of a power line period and the frequency of an inequality. For this reason, if a comparator 36 compares the size of a signal which passed both band pass filters, a power line period, i.e., the frequency of a hum noise, can distinguish whether it is 50Hz and whether it is 60Hz. In addition, although two band pass filters were used, distinction by whether the hum noise of a specific frequency passed may be performed here only using one kind of band pass filter.

[0023] Then, a comparator 36 sends the selection signal 28 of the distinguished frequency (henceforth a distinction frequency) to the filter selector 26.

[0024] The biomedical signal from the differential amplifier is sent to the above-mentioned filter selector 26. The

filter selector 26 which received the selection signal 28 from a comparator 36 chooses the noise rejection filter for a distinction frequency and frequencies in agreement. It considers as the structure where a biomedical signal flows, to any [besides the means which prepares a circuit changing switch and changes a biomedical signal to two or more filters as a selection means] filter, and communication to either may be intercepted with a selection signal. After the biomedical signal from the differential amplifier 24 has a filter chosen by the filter selector 26, it is sent to the noise rejection filter section 40. By having formed this filter selector 26 and the frequency distinction section 30, the change of the noise rejection filter by hand control was attained.

[0025] The noise rejection filter section 40 consists of noise rejection filters (50Hz and 60Hz) 38 and 42, respectively. These noise rejection filters have the description which attenuates only a certain specific frequency. For example, the noise rejection filter for 50Hz attenuates only 50Hz.

[0026] A hum noise is removed by the biomedical signal in which the biomedical signal which has a 50Hz hum noise has a 60Hz hum noise to the noise rejection filter for 50Hz by the filter selector 26 being sent to the noise rejection filter for 60Hz. After transform processing of the biomedical signal with which the hum noise was removed is carried out to a digital signal by A/D converter 44, it is sent to the display-processing section.

[0027] In addition, a noise rejection filter may not surely be plurality, for example, has one noise rejection filter of frequency good transformation, based on a selection signal 28, adjustable [of the frequency] may be carried out, and it may be made and used for it.

[0028]

[Effect of the Invention] Thus, by using a means to distinguish the frequency of the hum noise of the biomedical signal containing a hum noise, and a means to choose a noise rejection filter based on a distinction frequency, the noise rejection filter corresponding to a hum noise will always be used, the change activity by hand control becomes unnecessary, and an operator's complicated procedure will be canceled, and incorrect detection of the biomedical signal by change failure will be avoided.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is the schematic diagram showing the condition that a hum noise is guided to an electrocardiogram.

[Drawing 2] It is the general drawing of the biomedical signal processing circuit which is one of the operation gestalten of this invention.

[Description of Notations]

22a, 22b Buffer amplifier, 24 The differential amplifier, 26 A filter selector, 28 A selection signal, 30 The frequency distinction section, 32 50Hz band pass filter, 34 60Hz band pass filter, 36 A comparator, 40 The noise rejection filter section, 38 50Hz noise rejection filter, 42 60Hz noise rejection filter, 44 A/D converter.

[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-332842

(43) 公開日 平成11年(1999)12月7日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/0428

識別記号

F I

A 6 1 B 5/04

3 1 0 B

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平10-145271

(22) 出願日 平成10年(1998)5月27日

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 野田 方和

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
株式会社内

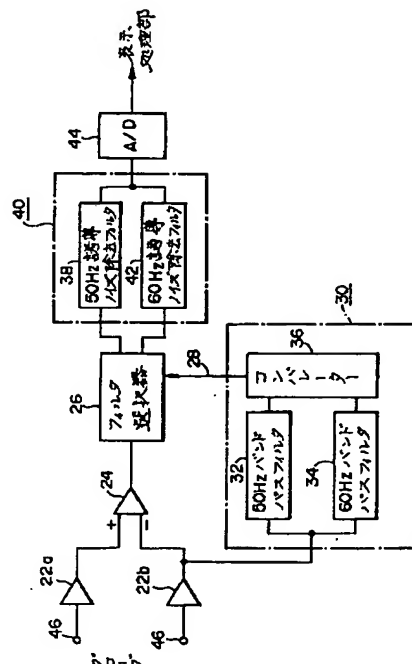
(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

(54) 【発明の名称】 生体信号処理回路

(57) 【要約】

【課題】 生体信号観測装置は商用電源から誘導されるハムノイズを除去するため、フィルタ切替スイッチを手動で切り替えて50Hz用又は60Hz用のノイズ除去フィルタを使用していたが、手動によるスイッチの切替では、操作する者が、切替し忘れるおそれがあり、忘れた場合には、生体信号の誤検出が生じる問題があった。

【解決手段】 50Hz、60Hzの2つのバンドパスフィルタ32、34に生体信号を通過させてハムノイズを抽出する。その大小をコンパレータ36で比較することによって、ハムノイズの周波数を判別する。選択信号28をフィルタ選択器26に送り、複数のノイズ除去フィルタ40のうち、周波数に対応したノイズ除去フィルタを自動的に選択して生体信号からハムノイズを除去する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 地域によって異なる複数の電源周波数に対応して設けられ、電源から誘導される電源周波数成分をもった誘導ノイズを生体信号から除去する複数のノイズ除去フィルタと、

前記生体信号に含まれる誘導ノイズの周波数を判別する周波数判別手段と、

前記複数のノイズ除去フィルタの中で、判別された周波数に対応するノイズ除去フィルタを選択して動作させる制御手段と、

を有することを特徴とする生体信号処理回路。

【請求項 2】 前記周波数判別手段は、

生体信号から誘導ノイズを抽出する抽出部と、

前記抽出した誘導ノイズから周波数を判別する判別部と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号処理回路。

【請求項 3】 前記抽出部が、各電源周波数に対応した複数のバンドパスフィルタであり、

前記判別部が、前記複数のバンドパスフィルタの出力を比較する比較器であることを特徴とする請求項 2 に記載の生体信号処理回路。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体信号処理回路に関するものであって、特に生体信号に混入する誘導ノイズを除去するフィルタを備えた生体信号処理回路に関するものである。

【0002】

【従来の技術】心電計は、心筋の活動電流の測定に使用されるものである。このように人体から発せられる低周波の生体信号を観測する装置としては、他に心音測定装置、脈波測定装置等がある。

【0003】心電計等が設置されている医療施設には、一般に商用電源が配設されている。商用電源は、東日本が 50 Hz、西日本が 60 Hz と、地域によって異なる 2 種類の周波数が存在する。この商用電源から、50 Hz、又は 60 Hz の誘導ノイズ（以下ハムノイズという）が発生する。

【0004】発生したハムノイズは、前記心電計に代表される生体信号観測装置に誘導される場合がある。誘導は入力ケーブル線を通じて直接的に、又は、ベットや被検者の人体を介して間接的に行われる。特に生体信号は、低周波であり、同じ低周波のハムノイズと重なるため、ハムノイズにより生体信号を誤検出することになる。そこで従来は、生体信号の観測装置にノイズ除去フィルタを設けることによってハムノイズを除去していた。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】この場合、一般には、

生体信号への影響をなるべく少なくするという観点から 50 Hz、60 Hz 用の 2 種類のハムノイズ除去用フィルタとフィルタ切替スイッチとを設け、生体信号観測装置のある商用電源周波数に合わせて手でスイッチを切り替えていた。

【0006】しかし、手動によるスイッチの切替では、操作する者が、切替し忘れるおそれがあり、忘れた場合には、生体信号の誤検出が生じる。また心電計等は、移動式の診断自動車等に積み込まれる場合もあり、その場合、1 日のうちにスイッチの切替が何度も必要となることもあり、操作する者にとって煩雑となり不便であった。

【0007】そこで、本発明は、ハムノイズの周波数に対応するノイズ除去フィルタを自動選択して、ハムノイズを除去することができる回路を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】前述の課題を解決するために、本発明は、地域によって異なる複数の電源周波数に対応して設けられ、電源から誘導される電源周波数成分をもった誘導ノイズを生体信号から除去する複数のノイズ除去フィルタと前記生体信号に含まれる誘導ノイズの周波数を判別する周波数判別手段と、前記複数のノイズ除去フィルタの中で、判別された周波数に対応するノイズ除去フィルタを選択して動作させる制御手段と、を有することを特徴としている。

【0009】ここで地域によって異なる複数の電源周波数は、例えば、それぞれ東日本が 50 Hz、西日本が 60 Hz の商用電源の周波数である。ハムノイズを含む生体信号は、まず、周波数判別手段に送られ、電源周波数が判別される。続いて判別された周波数に対応するノイズ除去フィルタが、上記制御手段により、複数のノイズ除去フィルタの中から選ばれ、選択されたノイズ除去フィルタにより生体信号のノイズが除去される。

【0010】また、望ましくは、前記周波数判別手段は、生体信号から誘導ノイズを抽出する抽出部と、前記抽出した誘導ノイズから周波数を判別する判別部と、を含む。

【0011】また、望ましくは、前記抽出部が、各電源周波数に対応した複数のバンドパスフィルタであり、前記判別部が、前記複数のバンドパスフィルタの出力を比較する比較器である。

【0012】ここで、ハムノイズを含む生体信号が周波数判別手段に送られると、まず、抽出部にて生体信号からハムノイズが抽出される。抽出にはバンドパスフィルタが用いられる。抽出されたハムノイズは判別部で周波数が判別される。ハムノイズは電源周波数と一致するバンドパスフィルタにおいて抽出される一方で、電源周波数と一致しないバンドパスフィルタにおいては、抽出されない。したがってバンドパスフィルタの出力の大小を

比較することで、ハムノイズの周波数が判別される。そして、ハムノイズを含む生体信号は、かかる判別結果に基づきノイズ除去フィルタを選択し動作させる手段により、ハムノイズに対応する周波数のノイズ除去フィルタに送られ、生体信号からハムノイズを除去することができる。

【0013】以上の動作により、生体信号に含まれるハムノイズの周波数が自動的に検知され、それに基づいてノイズ除去フィルタが選択され、手動によりスイッチを切り替えることなく正しく生体信号のハムノイズを除去10 することができる。

【0014】

【発明の実施の形態】以下図面に従って、本発明の実施の形態を説明する。

【0015】図1は心電計25にハムノイズが誘導されている状態を示す概略図である。心電計25は、入力部15と本体20とからなる。入力部15は心筋の活動電流を検出するために人体に取り付けられるブロープ3と、一端が本体20に接続され、もう一端の先端にブロープ3が取り付けられたケーブル5とからなる。本体20は、処理部16、表示処理部17、及び心電図表示部18からなる。

【0016】被検者1はベッド2に横たわった状態で検診される。ブロープ3が被検者の一方の手と一方の足首にそれぞれ取り付けられ、ブロープ3によって検出された生体信号が、ケーブル5を通り本体20に送られる。ここで処理部16で所定の処理をされた生体信号が表示処理部17に送られる。処理部16の処理内容は後で述べる。表示処理部17が生体信号を心電波形として表示できるように演算処理等を行い、心電図表示部18が心電波形として生体信号を表示する。

【0017】ハムノイズは、心電計の入力部15に様々な形で誘導される。例えば、被検者1の人体を介して誘導されるハムノイズ10、ベッド2を介して誘導されるハムノイズ12、ケーブル5に直接誘導されるハムノイズ14がある。特に人体がアンテナの役割を果たすため、心電信号計測においては人体からハムノイズが誘導されやすい。生体信号に含まれるこれらのハムノイズを除去するのが、処理部16の役割である。

【0018】図2は、本発明の実施の形態である処理部16の回路の一例を示したものである。この例では、2つのバッファアンプ22、差動アンプ24、フィルタ選択器26、周波数判別部30、ノイズ除去フィルタ部40、及びA/D変換器44からなる。

【0019】図2の左端が生体信号の入力端子46であり、ケーブル5に接続している。本実施形態の心電図測定においては、手首と足首からの生体信号の差分を検出するため、生体信号は、2本のケーブル5からそれぞれ送られてくることになる。もちろん入力される生体信号が2以上の場合でも、本発明は適用可能である。入力端

子46からの生体信号は、バッファアンプ22a、22bにそれぞれ送られる。ここで、両バッファアンプ22の役目は、信号源インピーダンスを変換するためである。生体は高インピーダンスなため、生体からの信号を観測するためには、受信（入力端子46）も高入力インピーダンスでなければならない。一方、差動アンプ24で信号を増幅する場合、信号源インピーダンスは低インピーダンスでなければならないため、バッファアンプ22a、22bにより、低インピーダンスに変換している。両バッファアンプ22を通過した生体信号は差動アンプ24に送られ、その出力である差分に相当する増幅された生体信号がフィルタ選択器26に送られる。詳しくは後で述べるが、フィルタ選択器26は選択信号28に基づいてノイズ除去フィルタを選択するものであり、これにより生体信号は商用電源周波数と一致するノイズ除去フィルタへ送られる。ノイズ除去フィルタによってノイズ除去された生体信号は続いて、A/D変換器44によってデジタル信号に変換処理された後、表示処理部に送られる。

【0020】一方、バッファアンプ22bを通過した生体信号は、別に取り出されて周波数判別部30にも送られる。これは、ハムノイズの周波数を判別するためである。

【0021】周波数判別部30は、本実施形態においては、50Hzバンドパスフィルタ32、60Hzバンドパスフィルタ34、コンパレータ36からなる。バンドパスフィルタ32、34は、ある一定周波数帯域のみを通過させる性質を有するフィルタである。このフィルタにより、ハムノイズが抽出できる。例えば、生体信号に50Hzのハムノイズが含まれている場合は、50Hzバンドパスフィルタ32のみをハムノイズが通過する。反対に生体信号に60Hzのハムノイズが含まれている場合には、60Hzバンドパスフィルタ34のみをハムノイズが通過することになる。

【0022】したがって、電源周波数と一致する周波数のバンドパスフィルタを通過した信号の方が、常にハムノイズを多く含むため、電源周波数と不一致の周波数のバンドパスフィルタを通過した信号に比べて、大きな値を示すことになる。このため、両バンドパスフィルタを通過した信号の大きさをコンパレータ36で比較すれば、電源周波数すなわちハムノイズの周波数が50Hzなのか60Hzなのかを判別することができる。なお、ここでは、2つのバンドパスフィルタを用いたが、1種類のバンドパスフィルタだけを用いて、特定周波数のハムノイズが通過したか否かによる判別を行ってもよい。

【0023】続いて、コンパレータ36は、判別した周波数（以下判別周波数という）の選択信号28をフィルタ選択器26に送る。

【0024】前述のフィルタ選択器26には、差動アンプからの生体信号が送られている。コンパレータ36か

5

らの選択信号28を受けたフィルタ選択器26は、判別周波数と一致する周波数用のノイズ除去フィルタを選択する。選択手段としては、切替スイッチを設けて生体信号を複数のフィルタに切り替える手段のほか、いずれのフィルタへも生体信号が流れる構造としておいて、選択信号によりいずれか一方への連絡を遮断するものでもよい。差動アンプ24からの生体信号は、フィルタ選択器26でフィルタを選択された後、ノイズ除去フィルタ部40に送られる。このフィルタ選択器26及び周波数判別部30が設けられたことにより、手動によらないノイズ除去フィルタの切替が可能となった。

【0025】ノイズ除去フィルタ部40は、それぞれ50Hz、60Hzのノイズ除去フィルタ38、42からなる。これらのノイズ除去フィルタはある特定周波数のみを減衰させる特徴を有するものである。例えば、50Hz用のノイズ除去フィルタは50Hzのみを減衰させる。

【0026】フィルタ選択器26により、50Hzのハムノイズを有する生体信号は、50Hz用のノイズ除去フィルタへ、60Hzのハムノイズを有する生体信号は、60Hz用のノイズ除去フィルタへ送られることでハムノイズが除去される。ハムノイズが除去された生体信号はA/D変換器44によってデジタル信号に変換処理された後、表示処理部へ送られる。

【0027】尚、ノイズ除去フィルタは、必ず複数でな*

6

*くてもよく、例えば周波数可変型のノイズ除去フィルタを一つ有し、選択信号28に基づいて周波数を可変させるようにして使用するものであってもよい。

【0028】

【発明の効果】このように、ハムノイズを含む生体信号のハムノイズの周波数を判別する手段と、判別周波数に基づいてノイズ除去フィルタを選択する手段とを用いることにより、ハムノイズに対応したノイズ除去フィルタが常に使用されることとなり、手動による切替作業が不要となり、作業者の煩雑な手続きが解消され、また切替忘れによる生体信号の誤検知が避けられることになる。

【図面の簡単な説明】

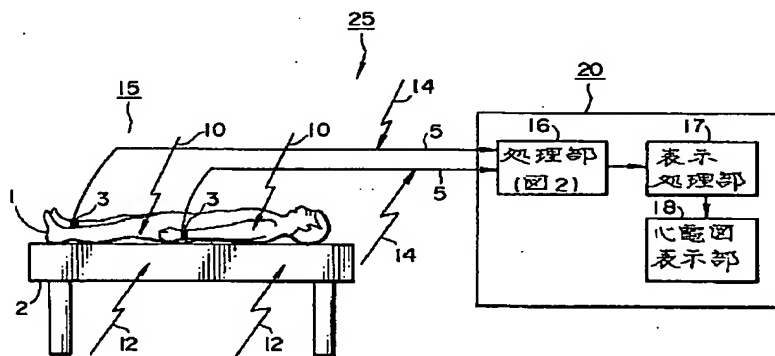
【図1】 心電図にハムノイズが誘導される状態を示す概略図である。

【図2】 本発明の実施形態の一つである生体信号処理回路の全体図である。

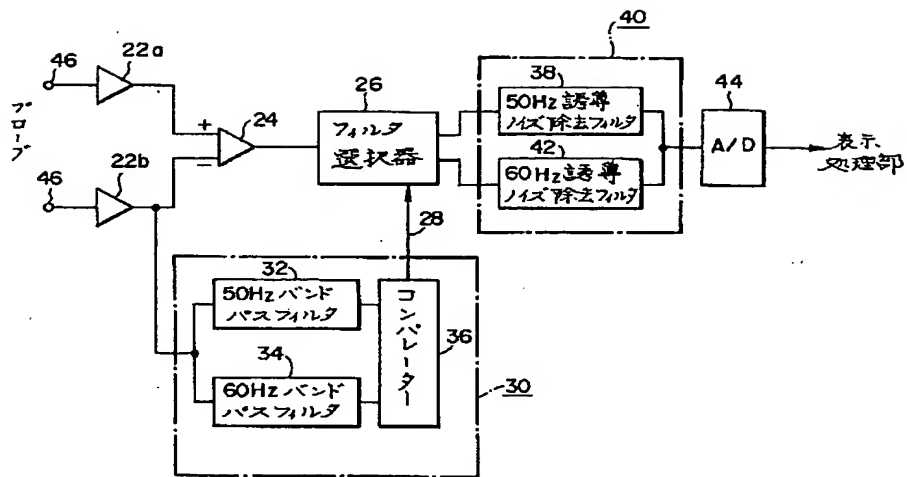
【符号の説明】

22a、22b バッファアンプ、24 差動アンプ、26 フィルタ選択器、28 選択信号、30 周波数判別部、32 50Hzバンドパスフィルタ、34 60Hzバンドパスフィルタ、36 コンパレータ、40 ノイズ除去フィルタ部、38 50Hzノイズ除去フィルタ、42 60Hzノイズ除去フィルタ、44 A/D変換器。

【図1】



【図2】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.